

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-214015

(P2010-214015A)

(43) 公開日 平成22年9月30日(2010.9.30)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-66869(P2009-66869)
(22) 出願日 平成21年3月18日(2009.3.18)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100110777
弁理士 宇都宮 正明
(74) 代理人 100100413
弁理士 渡部 温
(72) 発明者 近藤 祐司
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB08 BB21 BB22 EE05 GB04
HH29 HH31

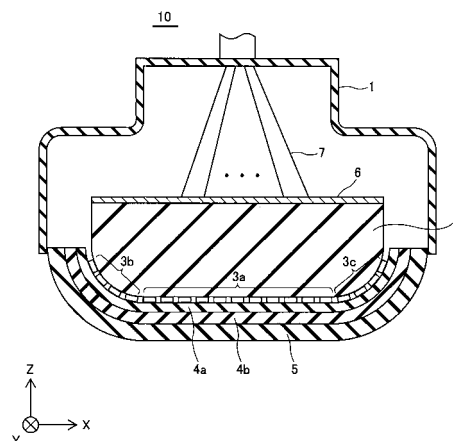
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】リニア走査用プローブと同等に被検体の表在領域において広い視野と良好な画質が得られると共に、深部領域における視野を拡大することができる超音波プローブを提供する。

【解決手段】この超音波プローブは、超音波を送信又は受信するために用いられる超音波プローブであって、第1の方向に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第1の振動子アレイと、第1の振動子アレイに連続して曲線状に配列され、又は、第1の振動子アレイに連続して第1の方向とは異なる第2の方向に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第2の振動子アレイとを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送信又は受信するために用いられる超音波プローブであって、
第 1 の方向に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第 1 の振動子アレイと、
前記第 1 の振動子アレイに連続して曲線状に配列され、又は、前記第 1 の振動子アレイ
に連続して前記第 1 の方向とは異なる第 2 の方向に沿って直線状に配列された複数の振動
子を含む第 2 の振動子アレイと、
を具備する超音波プローブ。

【請求項 2】

前記第 2 の振動子アレイに含まれている複数の振動子の配列ピッチが、前記第 1 の振動
子アレイに含まれている複数の振動子の配列ピッチよりも小さい、請求項 1 記載の超音波
プローブ。

10

【請求項 3】

前記第 2 の振動子アレイに含まれている少なくとも一部の振動子が、前記第 1 の振動子
アレイから遠ざかるにつれて曲率が大きくなるように曲線状に配置されている、請求項 1
又は 2 記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記第 2 の振動子アレイの反対側において、前記第 1 の振動子アレイに連続して曲線状
に配列され、又は、前記第 1 の振動子アレイに連続して前記第 1 及び第 2 の方向とは異なる
第 3 の方向に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第 3 の振動子アレイをさら
に具備する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波プローブ。

20

【請求項 5】

前記第 3 の振動子アレイに含まれている複数の振動子の配列ピッチが、前記第 1 の振動
子アレイに含まれている複数の振動子の配列ピッチよりも小さい、請求項 4 記載の超音波
プローブ。

【請求項 6】

前記第 2 の振動子アレイに含まれている複数の振動子が、第 1 の曲率で曲線状に配列さ
れ、前記第 3 の振動子アレイに含まれている複数の振動子が、前記第 1 の曲率とは異なる
第 2 の曲率で曲線状に配列されている、請求項 4 又は 5 記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波プローブと、
前記超音波プローブから出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を施す
ことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する信号処理手段と、
前記信号処理手段によって生成される音線信号に基づいて、超音波診断画像を表す画像
信号を生成する画像信号生成手段と、
を具備する超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記信号処理手段が、前記第 1 の振動子アレイに含まれている少なくとも 1 つの振動子
から出力される受信信号と、前記第 2 の振動子アレイに含まれている少なくとも 1 つの振
動子から出力される受信信号とに基づいて、1 つの音線信号を生成する、請求項 7 記載の
超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサ（振動子）を内蔵する超
音波プローブ、及び、そのような超音波プローブを用いて超音波診断画像を生成する超音
波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開

50

発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真やRI (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信して、超音波エコーが生じた反射位置や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

10

【0004】

一般に、超音波診断装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサ（振動子）を含む超音波プローブが用いられる。超音波エコーを受信した振動子から出力される受信信号は、超音波の焦点からそれぞれの振動子までの距離の差に応じた遅延を伴うので、振動子の位置に応じた遅延をそれらの受信信号に与えた後にそれらの受信信号を加算することによって、特定の位置に焦点を結ぶビームフォーミング処理（受信フォーカス処理）が行われる。

【0005】

超音波プローブの種類としては、走査方式の違いに応じて、リニア走査用プローブ、コンベックス走査用プローブ、セクタ走査用プローブ、ラジアル走査用プローブ等がある。リニア走査用プローブを用いる場合には、被検体の表在領域において広い視野と良好な画質が得られる一方で、深部領域においても表在領域と同じ視野しか得られない。そのため、現在では、腹部領域の検査においてはコンベックス走査用プローブを用いるのが一般的である。しかしながら、コンベックス走査によれば、深部領域において超音波ビームが広がることにより画質の劣化が生じるという欠点がある。

20

【0006】

ところで、頸部血管の検査において、頸動脈分岐部を観察する際に、分岐部は首よりも頭部側に存在するので、超音波プローブを頭部側にあおる必要があり、患者に苦痛を与えるおそれがある。さらに、頸部を含む表在血管の検査において、良好なドプラ画像を得るためには、血管に対して超音波ビームが直角にならないように角度を設定する必要がある。この場合にもプローブをあおる必要があり、患者に苦痛が生じるのみならず、良好なドプラ画像を得るために十分な角度を設定しようとする視界が制限されてしまうという欠点がある。頸部を含む表在血管は体表近くにあるので、十分な視野を得るためにはコンベックス走査用プローブは適さず、一般にリニア走査用プローブが用いられる。

30

【0007】

図10は、リニア走査用プローブによる表在血管画像の撮像例を示す図である。また、図11は、頸動脈分岐部撮像において血管に対する適切な角度を得るためにリニア走査用プローブを傾けた状態を示す図である。深部領域における通常の画像表示領域（図10）以外の領域を撮像しようとする、図11に示すように超音波プローブを傾けなければならず、超音波プローブ端部の凸面形状によって患者に苦痛が生じ、また、オペレータにも負担が生じる。

40

【0008】

関連する技術として、特許文献1には、傷のある部分のみ精密な検査を行うことにより、検査時間の短縮及び記録データの低減を図ることを目的とする超音波探傷装置が開示されている。この超音波探傷装置は、斜角探触子とこの斜角探触子の検査位置よりも走査方向に向かって後方位置を検査する垂直探触子とを併せ持つ複合プローブと、斜角探触子の超音波の送受信を行う第1のパルサ・レシーバと、垂直探触子の超音波の送受信を行う第2のパルサ・レシーバと、複合プローブを走査速度の変更信号に基づいて斜角探触子及び垂直探触子による各測定モードに対応した走査速度で走査する走査治具と、走査治具の位

50

置を監視し、モード切替え信号に基づいて走査速度の変更信号及び波形取込み信号を出力する位置監視部と、第1のパルサ・レシーバが受信した第1の超音波探傷信号に基づいて受信信号レベルを検出するゲート回路と、この検出された受信信号レベルに基づいて判定された傷の有無に応じて測定モードを切り替えるモード切替え信号を出力するモード切替え判定部と、第2のパルサ・レシーバが受信した第2の超音波探傷信号を波形取込み信号に同期してA/D変換するA/D変換器と、波形取込み信号に同期してA/D変換された第2の超音波探傷信号を記録する記録部とを具備している。

【0009】

特許文献1の超音波探傷装置によれば、斜角探触子を用いた超音波探傷により検出された受信信号レベルに基づいて走査器具の測定モードが切り替えられ、垂直探触子の受信信号は、この測定モードの切替えと同時に出力される波形取込み信号の出力に同期してA/D変換されて記録されるので、傷のある部分のみ受信波形データを取り込むことができる。しかしながら、特許文献1には、斜角探触子と垂直探触子とを組み合わせることにより探傷範囲を拡大することは、開示されていない。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開平11-23539号公報(第3頁、図1)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0011】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、リニア走査用プローブと同等に被検体の表在領域において広い視野と良好な画質が得られると共に、深部領域における視野を拡大することができる超音波プローブ、及び、そのような超音波プローブを用いて超音波診断画像を生成する超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る超音波プローブは、超音波を送信又は受信するために用いられる超音波プローブであって、第1の方向に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第1の振動子アレイと、第1の振動子アレイに連続して曲線状に配列され、又は、第1の振動子アレイに連続して第1の方向とは異なる第2の方向に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第2の振動子アレイとを具備する。

30

【0013】

また、本発明の1つの観点に係る超音波診断装置は、本発明に係る超音波プローブと、超音波プローブから出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を施すことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する信号処理手段と、信号処理手段によって生成される音線信号に基づいて、超音波診断画像を表す画像信号を生成する画像信号生成手段とを具備する。

【発明の効果】

【0014】

40

本発明の1つの観点によれば、第1の方向に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第1の振動子アレイと、第1の振動子アレイに連続して曲線状に配列され、又は、第1の振動子アレイに連続して第1の方向とは異なる第2の方向に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第2の振動子アレイとを用いて撮像を行うことにより、被検体の表在領域において広い視野と良好な画質が得られると共に、深部領域における視野を拡大することができる。特に、超音波プローブを長手方向に傾けて撮像を行うような場合において、超音波プローブ端部の凸面形状によって患者に苦痛を与えることなく超音波プローブの位置を定めることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0015】

50

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波プローブの内部構造を模式的に示す断面図である。

【図 2】図 1 に示す超音波プローブにおいて用いられる振動子の具体例を示す斜視図である。

【図 3】図 1 に示す超音波プローブによって得られる画像の範囲を示す図である。

【図 4】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 5】リニア部及びコンベックス部の個々の振動子に対して与える遅延量の設定を説明するための図である。

【図 6】本発明の第 1 の実施形態の第 1 の変形例に係る超音波プローブにおける振動子の配列を示す図である。

10

【図 7】本発明の第 1 の実施形態の第 2 の変形例に係る超音波プローブにおける振動子の配列とそれによって得られる画像の範囲とを示す図である。

【図 8】本発明の第 1 の実施形態の第 3 の変形例に係る超音波プローブにおける振動子の配列とそれによって得られる画像の範囲とを示す図である。

【図 9】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波プローブの内部構造を模式的に示す断面図である。

【図 10】リニア走査用プローブによる表在血管画像の撮像例を示す図である。

【図 11】頸動脈分岐部撮像において血管に対する適切な角度を得るためにリニア走査用プローブを傾けた状態を示す図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0016】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、説明を省略する。

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波プローブの内部構造を模式的に示す断面図である。超音波プローブ 10 は、被検体に当接して体腔外走査を行う際に用いられる。図 1 に示すように、超音波プローブ 10 は、筐体 1 と、バックング材 2 と、第 1 の方向（図中の X 軸方向）に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第 1 の振動子アレイ 3 a と、第 1 の振動子アレイ 3 a に連続して曲線状に配列された複数の振動子を含む第 2 の振動子アレイ 3 b と、第 2 の振動子アレイ 3 b の反対側において、第 1 の振動子アレイ 3 a に連続して曲線状に配列された複数の振動子を含む第 3 の振動子アレイ 3 c とを有している。

30

【0017】

さらに、超音波プローブ 10 は、複数の振動子上に設けられた少なくとも 1 層の音響整合層（図 1 においては、2 層の音響整合層 4 a 及び 4 b を示す）と、必要に応じて音響整合層上に設けられる音響レンズ 5 と、複数の振動子にフレキシブルプリント基板（flexible printed circuit：FPC）6 を介して接続された電気配線 7 とを有している。振動子の横方向の振動を抑えて振動子が縦方向のみに振動するようにするために、複数の振動子の間や周囲には、エポキシ樹脂等の充填材が充填される。

【0018】

複数の振動子は、印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する。各振動子は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成することによって構成される。

40

【0019】

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、

50

超音波の受信信号として出力される。

【 0 0 2 0 】

図 2 は、図 1 に示す超音波プローブにおいて用いられる振動子の具体例を示す斜視図である。図 2 の (a) に示す振動子は、下部電極 3 0 1 と、下部電極 3 0 1 上に形成された圧電体 3 0 2 と、圧電体 3 0 2 上に形成された上部電極 3 0 3 とを含んでおり、単層構造を有している。

【 0 0 2 1 】

一方、図 2 の (b) に示す振動子は、複数の圧電体層 3 0 4 と、下部電極層 3 0 5 と、複数の圧電体層 3 0 4 の間に交互に挿入された内部電極層 3 0 6 及び 3 0 7 と、上部電極層 3 0 8 と、絶縁膜 3 0 9 と、表側の側面電極 3 1 0 及び裏側の側面電極 (図示せず) とを含んでおり、積層構造を有している。

10

【 0 0 2 2 】

ここで、下部電極層 3 0 5 は、表側の側面電極 3 1 0 に接続されていると共に、裏側の側面電極から絶縁されている。上部電極層 3 0 8 は、裏側の側面電極に接続されていると共に、表側の側面電極 3 1 0 から絶縁されている。また、内部電極層 3 0 6 は、裏側の側面電極に接続されていると共に、絶縁膜 3 0 9 によって表側の側面電極 3 1 0 から絶縁されている。一方、内部電極層 3 0 7 は、表側の側面電極 3 1 0 に接続されていると共に、絶縁膜 3 0 9 によって裏側の側面電極から絶縁されている。振動子の複数の電極をこのように形成することにより、3 層の圧電体層 3 0 4 に電界を印加するための 3 組の電極が並列に接続される。なお、圧電体層の層数は、3 層に限られず、2 層又は 4 層以上としても良い。

20

【 0 0 2 3 】

このような積層型振動子においては、対向する電極の面積が単層型振動子よりも増加するので、電気インピーダンスが低下する。従って、同じサイズの単層型振動子と比較して、印加される電圧に対して効率良く動作する。具体的には、圧電体層を N 層とすると、圧電体層の数は単層型振動子の N 倍となり、各圧電体層の厚さは単層の振動子の $1/N$ 倍となるので、振動子の電気インピーダンスは $1/N^2$ 倍となる。従って、圧電体層の積層数を増減させることにより、振動子の電気インピーダンスを調整できるので、駆動回路又は信号ケーブルとの電気インピーダンスマッチングを図り易くなり、感度を向上させることができる。

30

【 0 0 2 4 】

再び図 1 を参照すると、超音波プローブ 1 0 において、リニア走査用の第 1 の振動子アレイ (以下においては、「リニア部」ともいう) 3 a と、コンベックス走査用の第 2 及び第 3 の振動子アレイ (以下においては、「コンベックス部」ともいう) 3 b 及び 3 c とが、パッキング材 2 上に連続的に配置されている。従って、このような複合型プローブを用いて超音波を送受信することにより、リニア走査による画像とコンベックス走査による画像とを 1 つの画面内に表示することができる。

【 0 0 2 5 】

図 3 は、図 1 に示す超音波プローブによって得られる画像の範囲を示す図である。リニア部 3 a の振動子によって、深部まで良好な画像が得られる。また、リニア部 3 a の両端部にコンベックス部 3 b 及び 3 c の振動子を配列することによって、超音波プローブ 1 0 をあおることなく、深部において広い視野を得ることができる。このときの表示画像は、図 3 に示すように、リニア走査による画像の両端に、コンベックス走査による画像が境目なく連続するものになる。そのためには、振動子が連続的にリニア配列からコンベックス配列に移行する必要がある。

40

【 0 0 2 6 】

次に、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置について説明する。

図 4 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波プローブ 1 0 と、走査制御部 1 1 と、送信遅延パターン記憶部 1 2 と、送信制御部 1 3 と、駆動信号発生部 1 4 と、受信信号処理部 2 1 と、受信遅延

50

パターン記憶部 22 と、受信制御部 23 と、Bモード画像信号生成部 30 と、ドプラ画像信号生成部 40 と、画像表示制御部 51 と、表示部 52 と、操作卓 61 と、制御部 62 と、格納部 63 とを有している。ここで、受信信号処理部 21 ~ 受信制御部 23 は、超音波プローブ 10 から出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を施すことにより超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する信号処理手段を構成している。

【0027】

走査制御部 11 は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部 12 は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部 13 は、走査制御部 11 において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部 12 に記憶されている複数の遅延パターンの中から 1 つのパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の振動子の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部 13 は、複数の振動子から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

10

【0028】

駆動信号発生部 14 は、例えば、複数の振動子に対応する複数のパルスによって構成されている。駆動信号発生部 14 は、送信制御部 13 によって設定された遅延時間に従って、複数の振動子から送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号を超音波プローブ 10 に供給し、又は、複数の振動子から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を超音波プローブ 10 に供給する。

20

【0029】

受信信号処理部 21 は、複数の振動子に対応して、複数の増幅器（プリアンプ）21a と、複数の A/D 変換器 21b とを含んでいる。振動子から出力される受信信号は、増幅器 21a において増幅され、増幅器 21a から出力されるアナログの受信信号は、A/D 変換器 21b によってデジタルの受信信号に変換される。A/D 変換器 21b は、デジタルの受信信号を受信制御部 23 に出力する。

【0030】

受信遅延パターン記憶部 22 は、複数の振動子から出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部 23 は、走査制御部 11 において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部 22 に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つのパターンを選択し、その受信遅延パターンに基づいて、複数の受信信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信信号（音線信号）が形成される。

30

【0031】

Bモード画像信号生成部 30 は、受信制御部 23 によって生成される音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報である Bモード画像信号を生成する。そのために、Bモード画像信号生成部 30 は、包絡線検波部 31 と、STC (sensitivity time control) 部 32 と、DSC (digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ) 33 とを含んでいる。

【0032】

包絡線検波部 31 は、受信制御部 23 によって生成される音線信号に対して包絡線検波処理を施す。STC 部 32 は、包絡線検波部 31 によって包絡線検波処理が施された音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。DSC 33 は、STC 部 32 によって補正された音線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、Bモード画像信号を生成する。

40

【0033】

ドプラ画像信号生成部 40 は、受信制御部 23 によって生成される音線信号に基づいて、超音波エコー源の動きを超音波周波数の変化として検出し、被検体内における血流速度等に関する画像情報であるドプラ画像信号を生成する。画像表示制御部 51 は、操作卓 6

50

1を用いたオペレータの操作に従って、Bモード画像信号生成部30によって生成されるBモード画像信号と、ドブラ画像信号生成部40によって生成されるドブラ画像信号との内の少なくとも1つを選択して、選択された画像信号に基づいて表示用の画像信号を生成する。表示部52は、例えば、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、表示用の画像信号に基づいて超音波診断画像を表示する。

【0034】

制御部62は、操作卓61を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部11、Bモード画像信号生成部30、ドブラ画像信号生成部40、画像表示制御部51等を制御する。本実施形態においては、走査制御部11、送信制御部13、受信制御部23～画像表示制御部51、及び、制御部62が、CPUとソフトウェア(プログラム)によって構成されるが、それらをデジタル回路やアナログ回路で構成しても良い。上記のソフトウェア(プログラム)は、格納部63に格納される。格納部63における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることができる。

10

【0035】

ここで、図3に示すように、表示画面においてリニア走査による画像とコンベックス走査による画像とを境目なく連続的に表示するためには、その境界部において任意の方向への超音波ビームの送受信が行われる必要がある。図5に示すように、リニア部及びコンベックス部の個々の振動子に対して与える遅延量を個別に設定することによって、任意方向への超音波ビームの送受信が可能である。

20

【0036】

図5において、コンベックス部の振動子 $T(0)$ とフォーカス点との間の距離を基準とすると、コンベックス部の振動子 $T(-3)$ とフォーカス点との間の距離は $D(-3)$ だけ長く、リニア部の振動子 $T(3)$ とフォーカス点との間の距離は $D(3)$ だけ長い。従って、振動子 $T(-3)$ の駆動信号又は受信信号に与えられる遅延量は、振動子 $T(0)$ の駆動信号又は受信信号に与えられる遅延量よりも距離 $D(-3)$ に相当する時間だけ短く設定され、振動子 $T(3)$ の駆動信号又は受信信号に与えられる遅延量は、振動子 $T(0)$ の駆動信号又は受信信号に与えられる遅延量よりも距離 $D(3)$ に相当する時間だけ短く設定される。これは、従来の送受信方法において、遅延量の設定データを、境界部周辺について別に設定するのみで実現することができる。

30

【0037】

個々の振動子に対して与える遅延量の設定データは、送受信方向に対応して、送信遅延パターン記憶部12及び受信遅延パターン記憶部22に格納されている。送信制御部13が、送信遅延パターン記憶部12から遅延量の設定データを読み出して、複数の振動子の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定することにより、リニア部に含まれている少なくとも1つの振動子から送信される超音波と、コンベックス部に含まれている少なくとも1つの振動子から送信される超音波とが、1つの超音波ビームを形成する。

【0038】

また、受信制御部23が、受信遅延パターン記憶部22から遅延量の設定データを読み出して、複数の振動子の受信信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定することにより、リニア部に含まれている少なくとも1つの振動子から出力される受信信号と、コンベックス部に含まれている少なくとも1つの振動子から出力される受信信号とに基づいて、1つの音線信号を生成する。

40

【0039】

図5に示すように、コンベックス走査においては、リニア走査と比較して、振動子から見た超音波ビームが、より斜め方向になる。即ち、良好な超音波ビームフォーミングを行うためには、コンベックス部における各振動子で作る音場が、より指向性の鈍いものであることが好ましい。

【0040】

リニア部とコンベックス部とにおいてそれぞれの振動子の指向性が同等である場合に、

50

一般的には、リニア部において超音波ビームがより鋭くなり、コンベックス部においてはリニア部と比較してビームが太くなることが予想される。そのため、複合画像表示を行った場合に、リニア部の画質に比較してコンベックス部の画質が劣化したものになる可能性がある。これを回避するためには、コンベックス部において振動子の幅及び振動子ピッチをより小さくすることによって、その指向性をより広くすることが望ましい。

【0041】

図6は、本発明の第1の実施形態の第1の変形例に係る超音波プローブにおける振動子の配列を示す図である。図6に示すように、第1の変形例においては、コンベックス部3bにおける振動子の幅及び振動子ピッチが、リニア部3aにおける振動子の幅及び振動子ピッチよりも小さくなっている。同様に、図1に示すコンベックス部3cにおける振動子の幅及び振動子ピッチも、リニア部3aにおける振動子の幅及び振動子ピッチよりも小さいことが望ましい。複合型プローブにおいては、このように、リニア部とコンベックス部とにおいて振動子ピッチを異なるようにすれば、リニア走査による画像とコンベックス走査による画像とを同等の画質にすることができる。

10

【0042】

図7は、本発明の第1の実施形態の第2の変形例に係る超音波プローブにおける振動子の配列とそれによって得られる画像の範囲とを示す図である。図7に示すように、第2の変形例においては、コンベックス部3b及び3cに含まれている少なくとも一部の振動子が、リニア部3aから遠ざかるにつれて曲率が徐々に大きくなるように曲線状に配置されている。これにより、検査対象部位に適した形状を実現することができる。

20

【0043】

図8は、本発明の第1の実施形態の第3の変形例に係る超音波プローブにおける振動子の配列とそれによって得られる画像の範囲とを示す図である。図8に示すように、第3の変形例においては、コンベックス部3bに含まれている複数の振動子が、第1の曲率で曲線状に配列されており、コンベックス部3cに含まれている複数の振動子が、第1の曲率とは異なる第2の曲率で曲線状に配列されている。図8においては、コンベックス部3bにおける第1の曲率が、コンベックス部3cにおける第2の曲率よりも小さくなっている。これにより、検査対象部位に対応して、コンベックス部3bとコンベックス部3cとを使い分けることができる。

【0044】

第1の実施形態においては、リニア部3aの両側に2つのコンベックス部3b及び3cを設ける場合について説明したが、リニア部3aの片側に1つのコンベックス部3b又は3cを設けるようにしても良い。

30

【0045】

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

図9は、本発明の第2の実施形態に係る超音波プローブの内部構造を模式的に示す断面図である。図9に示すように、超音波プローブ10aは、筐体1と、バッキング材2と、第1の方向(図中のX軸方向)に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第1の振動子アレイ3aと、第1の振動子アレイ3aに連続して第1の方向とは異なる第2の方向に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第2の振動子アレイ3dと、第2の振動子アレイ3dの反対側において、第1の振動子アレイ3aに連続して第1及び第2の方向とは異なる第3の方向に沿って直線状に配列された複数の振動子を含む第3の振動子アレイ3eとを有している。その他の点は、図1に示す第1の実施形態と同様である。

40

【0046】

第2の実施形態においては、超音波プローブ10aにおいて、リニア走査用の第1の振動子アレイ3aと、リニア走査用の第2及び第3の振動子アレイ3d及び3eとが、バッキング材2上に連続的に配置されている。従って、このような複合型プローブを用いて超音波を送受信することにより、複数のリニア走査による画像を1つの画面内に表示することができる。第2の実施形態においては、第1の振動子アレイ3aの両側に第2及び第3の振動子アレイ3d及び3eを設ける場合について説明したが、第1の振動子アレイ3a

50

の片側に1つの振動子アレイ3 d又は3 eを設けるようにしても良い。また、本発明の第2の実施形態に係る超音波プローブも、図4に示す超音波診断装置において用いることができる。

【産業上の利用可能性】

【0047】

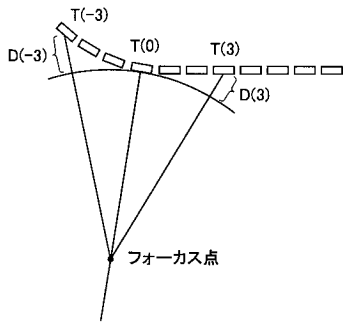
本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波診断画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

【符号の説明】

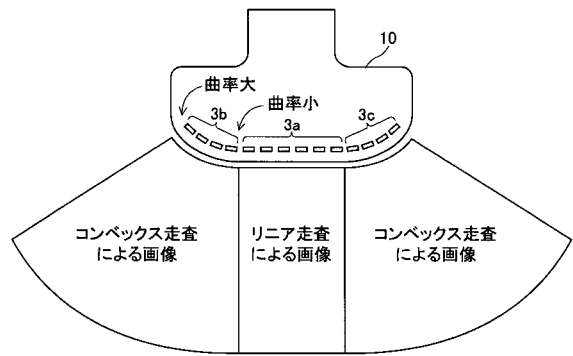
【0048】

- | | | |
|-----------|-------------|----|
| 1 | 筐体 | |
| 2 | パッキング材 | |
| 3 a ~ 3 e | 振動子アレイ | |
| 4 a、4 b | 音響整合層 | |
| 5 | 音響レンズ | |
| 6 | F P C | |
| 7 | 電気配線 | |
| 10、10 a | 超音波プローブ | |
| 11 | 走査制御部 | |
| 12 | 送信遅延パターン記憶部 | 10 |
| 13 | 送信制御部 | |
| 14 | 駆動信号発生部 | |
| 21 | 受信信号処理部 | |
| 21 a | 増幅器 | |
| 21 b | A / D変換器 | |
| 22 | 受信遅延パターン記憶部 | |
| 23 | 受信制御部 | |
| 30 | Bモード画像信号生成部 | |
| 31 | 包絡線検波部 | |
| 32 | S T C部 | 20 |
| 33 | D S C部 | |
| 40 | ドプラ画像信号生成部 | |
| 51 | 画像表示制御部 | |
| 52 | 表示部 | |
| 61 | 操作卓 | |
| 62 | 制御部 | |
| 63 | 格納部 | |
| 301 | 下部電極 | |
| 302 | 圧電体 | |
| 303 | 上部電極 | 30 |
| 304 | 圧電体層 | |
| 305 | 下部電極層 | |
| 306、307 | 内部電極層 | |
| 308 | 上部電極層 | |
| 309 | 絶縁膜 | |
| 310 | 側面電極 | 40 |

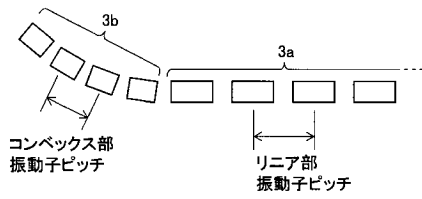
【 図 5 】



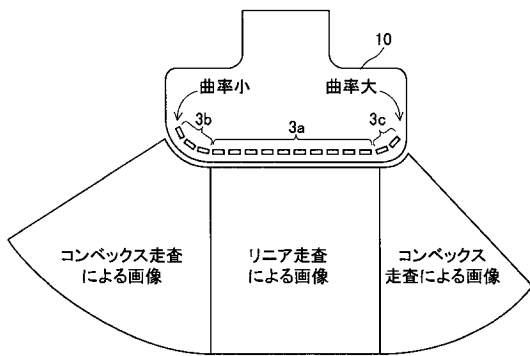
【 図 7 】



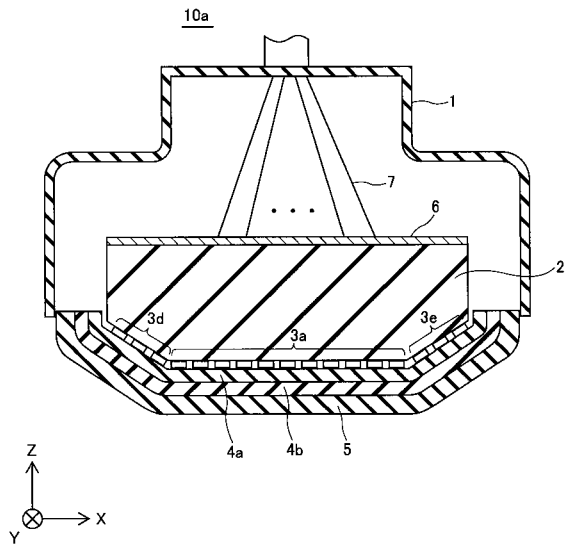
【 図 6 】



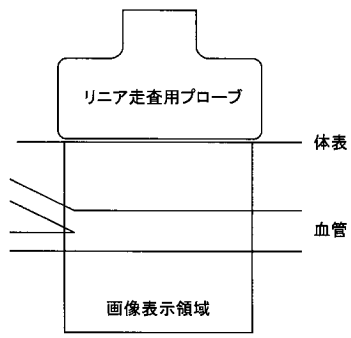
【 図 8 】



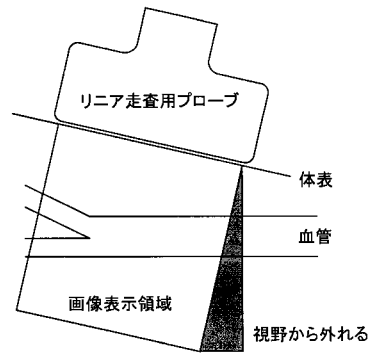
【 図 9 】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2010214015A	公开(公告)日	2010-09-30
申请号	JP2009066869	申请日	2009-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	近藤祐司		
发明人	近藤 祐司		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/EE05 4C601/GB04 4C601/HH29 4C601/HH31		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头，用于在物体的显示区域内获得宽视野和优异的图像质量，与线性扫描探头相同，并用于扩大深部区域的视野。
 ŽSOLUTION：超声波探头用于发射或接收超声波，并且包括：第一振动器阵列，包括沿第一方向以线性形状布置的多个振动器；第二振动器阵列包括多个振动器，所述多个振动器沿着与第一方向不同的第二方向以直线形状布置，跟随第一振动器阵列。 Ž

